

**VŠB – Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**

**Bakalářská práce**

**2015**

**Nela Štrbíková**

**VŠB – Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Laboratorní úloha – Defibrilátor**  
**Laboratory Task – Cardiac Defibrillator Device**

**2015**

**Nela Štrbíková**

## Zadání bakalářské práce

Student: **Nela Štrbíková**

Studijní program: B2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik

Téma: **Laboratorní úloha - Defibrilátor**  
**Laboratory Task - Cardiac Defibrillator Device**

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou defibrilace a přístrojů pro defibrilaci.
2. Seznámení se s modulem pro defibrilaci BDM65.
3. Návrh a realizace defibrilátoru pro výukové účely využívající modul BDM65.
4. Návrh a realizace software v PC pro ovládání defibrilátoru pro výukové účely využívající modul BDM65.
5. Návrh praktické laboratorní úlohy dle standardů laboratoří BME na téma Defibrilace a periodické bezpečnostně technické kontroly defibrilátorů s využitím zařízení a software vytvořených v bodech 3 a 4 tohoto zadání a testeru defibrilátorů.
6. Zhotovení uživatelského manuálu k vytvořenému zařízení a software.
7. Provedení kontrolních testů realizované laboratorní úlohy, vytvoření vzorového protokolu k laboratorní úloze.
8. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] ASHIHARA, T., J. CONSTATNINO a N.A. TRAYANOVA. *Mechanisms of Defibrillation Failure, Cardiac Defibrillation - Mechanisms, Challenges and Implications*. Rijeka: InTech 2011. ISBN 978-953-307-666-9. InTech, DOI: 10.5772/25279.
- [2] HANDL, Zdeněk. *Externí transtorakální defibrilace a kardiostimulace: teorie a praxe*. Vyd. 2., přeprac. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2011, 51 s. ISBN 978-80-7013-531-0.
- [3] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství: teorie a praxe*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s., xxiv s. barev. obr. příl. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Martin Černý, Ph.D.**

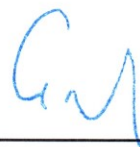
Datum zadání: 01.09.2014

Datum odevzdání: 07.05.2015



---

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
*vedoucí katedry*



---

prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
*děkan fakulty*

## Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Do seznamu použité literatury jsem uvedla všechny literární publikace a prameny, ze kterých jsem čerpala.

Datum: 7.5.2015 .....

Podpis: Šubíkova .....

## **Abstrakt**

Cílem práce bylo navrhnout a realizovat defibrilátor pro výuku předmětu Zdravotnické elektrické přístroje a navrhnout a realizovat software pro ovládání defibrilátoru využívající model BDM65. Celý SW je za potřeby realizován ve vývojovém prostředí LabVIEW. Výstupem této bakalářské práce je aplikace pro podání předem nastaveného výboje, vykreslení křivky EKG a nabití kondenzátoru, ale také uložení komunikačního protokolu s napěťovými, proudovými hodnotami a hodnotami EKG. Dalším cílem bylo navrhnout laboratorní úlohu s názvem Výukový defibrilátor BDM65. Tato úloha společně se zhotoveným uživatelským manuálem poskytne studentům možnost blíže se seznámit s hardwarem i softwarem defibrilátoru.

## **Klíčová slova**

Defibrilátor, defibrilace, LabVIEW, laboratorní úloha, výboj, výuková pomůcka

## **Abstract**

The aim of this thesis is to propose and implement defibrillator, which would be useable in lessons of the subject called Medical Electronic Instrument. This thesis also deals with the proposal and implementation of software for managing the defibrillator BDM65. Whole software is implemented in program LabVIEW. The outcome of this thesis is an application for depiction of preset discharge, rendering of the ECG and charge capacitor curves, but it also allows us to save the communication protocol with voltage, current and ECG values. Another aim of this thesis is to design a laboratory exercise called Educational defibrillator BDM65. This exercise together with created user manual would be helpful to the students, as they could see how the hardware of defibrillator looks like and how the software of the defibrillator works.

## **Key Words**

Defibrillator, defibrillation, LabVIEW, laboratory task, shock, teaching tool

# Obsah

1	Úvod .....	1
2	Teoretická část - Defibrilátor.....	2
2.1	Účinky elektrických proudů na svalovinu srdeční .....	2
2.1.1	Převodní systém srdeční .....	2
2.1.2	Elektrické projevy srdečního svalu .....	3
2.1.3	Účinky elektrických proudů na lidský organismus .....	3
2.1.4	Patofyziologie srdce .....	4
2.2	Defibrilace .....	5
2.2.1	Historie a vývoj defibrilace .....	5
2.2.2	Co je to defibrilace .....	6
2.2.3	Technika provedení defibrilace .....	6
2.2.4	Synchronizovaná defibrilace – kardioverze.....	7
2.3	Defibrilátory .....	8
2.3.1	Manuální Externí defibrilátory .....	8
2.3.2	Manuální přímé defibrilátory .....	8
2.3.3	Automatizované externí defibrilátory (AED) .....	8
2.3.4	Implantabilní kardiovertr-defibrilátory .....	8
2.4	Výboje.....	9
2.4.1	Monofázický výboj.....	9
2.4.2	Bifázický výboj .....	9
3	Teoretická část – BDM65 .....	10
3.1	Základní informace .....	10
3.2	Stručný popis desky.....	10
3.3	Technická specifikace .....	11
3.3.1	Hardware.....	11
3.3.2	Software - Komunikační protokol.....	12
4	LabVIEW .....	15
4.1	Základní informace .....	15

4.2	Programování .....	15
5	Praktická část.....	16
5.1	Komunikace.....	16
5.2	Realizace hardware .....	17
5.2.1	Zdroj .....	17
5.2.2	Kondenzátor .....	18
5.2.3	Elektrody .....	18
5.2.4	Komunikační převodník mm232 .....	18
5.3	Realizace software .....	19
5.3.1	Diagram datových toků .....	21
5.3.2	Jednotlivé kroky .....	23
5.3.3	Uživatelské rozhraní .....	26
5.3.4	Implementace uživatelského rozhraní v LV.....	27
5.3.5	Implementace v LabVIEW .....	28
5.4	Popis uživatelského manuálu .....	30
5.5	Popis laboratorní úlohy .....	30
6	Závěr.....	31
7	Literatura.....	32
8	Seznam příloh.....	33
8.1	Adresář Materiály.....	33
8.1.1	Katalogový list BDM65 .....	33
8.1.2	Katalogový list MM323R .....	33
8.2	Adresář LabVIEW .....	33
8.2.1	Aplikace .....	33
8.2.2	Program .....	33
8.3	Adresář Laboratorní úloha .....	34
8.3.1	Laboratorní úloha – Výukový defibrilátor BDM65 .....	34
8.3.2	Uživatelský manuál – Výukový defibrilátor BDM65 .....	34
8.3.3	Vypracovaný protokol laboratorní úlohy .....	34
8.3.4	Protokol komunikace .....	34



# 1 Úvod

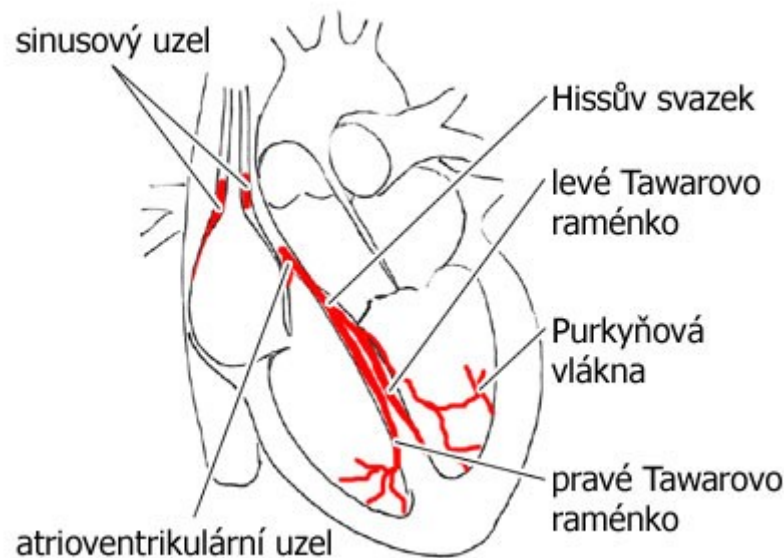
Cílem této práce je navrhnout a následně vytvořit laboratorní úlohu pro výukové účely. Prvním krokem je zajistit napájení a propojit BDM65 s PC, dále pomocí vývojového prostředí LabVIEW vytvořit software pro obsluhu přístroje. Výukový defibrilátor BDM65 bude využíván ve školní laboratoři a zkoušen pomocí defibrilačního analyzátoru Fluke. Student bude schopen pomocí velmi intuitivního uživatelského prostředí ovládat DB65, bude sledovat EKG analýzu a nabíjení kondenzátoru defibrilátoru (při dosažení zvolené hodnoty je signalizováno, že je plně nabit a připraven k použití). Dalším krokem je navržení laboratorní úlohy, ve které se student seznámí se základními částmi přístroje, v první řadě však s kondenzátorem AEROVOX. Laboratorní úloha musí splňovat standardy laboratoří BME. Dále byl zhotoven uživatelský manuál pro základní obsluhu softwaru a BDM65 a také pro technickou a medicínskou informovanost studenta. V neposlední řadě byla provedena kontrolní měření a vytvořen vzorový protokol k laboratorní úloze.

## 2 Teoretická část - Defibrilátor

### 2.1 Účinky elektrických proudů na svalovinu srdeční

#### 2.1.1 Převodní systém srdeční

Je to soubor speciálních buněčných struktur, které vytvářejí a vedou vzruchy. Myokard (jedna ze tří vrstev stěny srdeční) je zdrojem elektrických signálů nutných k depolarizaci buněk. Převodní systém se skládá ze sinoatriálního uzlu (SA), spoju ze sinoatriálního uzlu k síňokomorovému uzlu, síňokomorového uzlu (AV), Hisova svazku, pravého a levého Tawarova raménka a Purkyňových vláken. SA je místem primární tvorby základních vzruchů, udávajících rychlost srdeční akce. Vzruch vzniká v centrálních nodálních myocytech, odkud pak pomalým myocytickým vedením přechází dál. AV tvoří myocyty se sítí kolagenního vaziva. Jeho funkcí je zpožďovat šíření vzruchu za vzniku tzv. síňokomorového zpoždění (kumulace velkého počtu myocytů s pomalým vedením).[1]

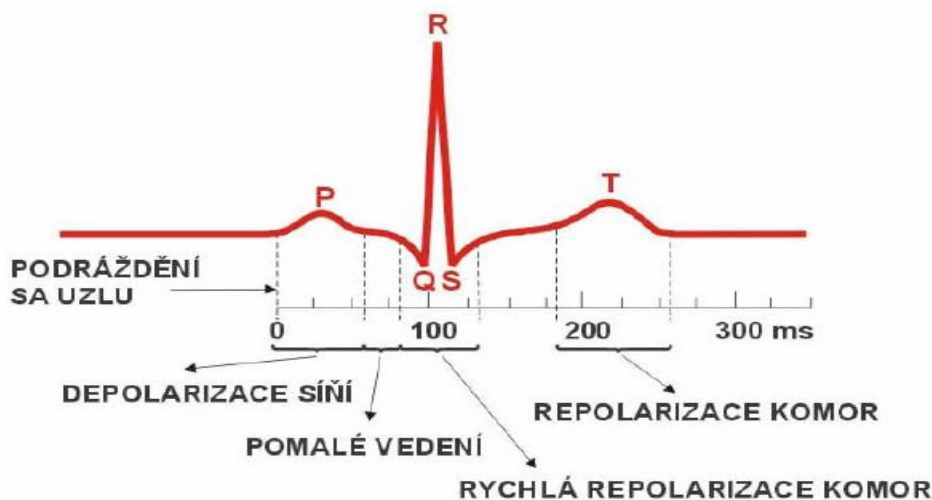


Obr.1 Anatomie srdce

### 2.1.2 Elektrické projevy srdečního svalu

Každé vlákno srdečního svalu prochází postupně čtyřmi fázemi:

1. Polarizace (povrch vlákna nabit kladně)
2. Depolarizace (povrch vlákna mění polaritu)
3. Transpolarizace (povrch vlákna nabit záporně)
4. Repolarizace (Návrat povrchu k původní polaritě)[2]



Obr.2 Křivka EKG

### 2.1.3 Účinky elektrických proudů na lidský organismus

Účinky elektrického proudu na lidský organismus závisí na druhu proudu, jeho velikosti, frekvenci, dráze, době průchodu, velikosti dotykového napětí, impedanci lidského těla, fyziologickém a psychologickém stavu organismu. Stejnosměrný proud je teoreticky méně nebezpečný než střídavý proud. Oba způsobují rozklad krve a svalové křeče. Střídavý proud je nebezpečný v tom, že navíc od určité hranice způsobuje fibrilaci srdce, která vede k jeho zástavě. Srdce má za normálních okolností průměrnou frekvenci 70 bpm (1,2 Hz). Pokud však projde tělem střídavý proud o frekvenci 50 Hz, přizpůsobí srdce svou frekvenci procházejícímu proudu a jeho frekvence se změní na 50 Hz. Tím dochází k ztrátě čerpací funkce a následné fibrilaci s pravděpodobnou zástavou srdce. Samotné ochromení srdce je jen málokdy jediným faktorem způsobující smrtelné účinky elektrického proudu, neboť často dojde současně i k ochromení dýchacích orgánů. Z dlouhodobých zkoumání vzešly hodnoty tzv. bezpečného proudu, který by neměl představovat vážnější rizika pro zdravý organismus. Pro lepší představu o účincích proudů (při dotyku horní končetiny elektrody) různé velikosti je níže zobrazeno několik hodnot stejnosměrného a střídavého proudu při frekvenci 50 Hz:

**0,60 – 1,50 mA:** Stejnosemřný – nedostavuje se řádný pocit

Střídavý – práh vnímání, pocit průchodu proudu, chvění prstů

**5,00 – 7,00 mA:** Stejnosemřný – svědění, pocit tepla

Střídavý – křeče v rukou

**20,0 – 25,0 mA:** Stejnosemřný – velký pocit tepla

Střídavý – silná bolest, ztížené dýchání, ruce zvolna ochrnují

**50,0 – 80,0 mA:** Stejnosemřný – silný pocit zahřívání, křeče, ztížené dýchání

Střídavý – ochrnutí dýchacích orgánů, bezvědomí

**90,0 – 100 mA:** Stejnosemřný – ochrnutí dýchacích orgánů, elektrolytické účinky na nervový systém

Střídavý – ochrnutí dýchacích orgánů, fibrilace komor, zastavení krevního oběhu

Kmitočty nebezpečné u střídavého proudu, najdeme v pásmech 10 až 100 Hz a 200 až 500 Hz. Působení různých velikostí těchto kmitočtů jsou odlišné. Do 15 Hz můžeme cítit teplo, do 1000 Hz to už může být bolestivé píchání či bodání a při silnějším proudu pocítíme elektrickou ránu. Mezi 10 až 100 kHz vzniká pocit napětí kůže a stálého tlaku. Nad hodnotou 100kHz hrozí popáleniny. Vyšším kmitočtem se snižuje celkový odpor kůže. Snižování celkového odporu kmitočtem znamená nárůst protékajícího proudu, na druhou stranu se snižuje možnost úrazu. Proudy o vysokých kmitočtech už nejsou tolik nebezpečné (např. diatermie). Sliznice a měkké vnitřní orgány jsou mnohonásobně vodivější než pokožka, která do 60 V může působit částečně jako izolační obal lidského těla. To však za předpokladu, že je kůže suchá. Je-li povrch kůže vlhký, klesá jeho odpor o dvě třetiny, tím se mění hodnoty napětí. Dráha, kterou protéká elektrický proud tělem, ovlivňuje velikost působení elektrického proudu a tím i jeho nebezpečnost. Nebezpečné jsou zejména průtoky mezi hlavou a rukou, hlavou a nohou, dále levá ruka a pravá ruka, levá ruka a levá noha. Protože nejhorší je průchod proudu mozkem a srdeční svalovinou.[3]

#### 2.1.4 Patofyziologie srdce

##### 2.1.4.1 Náhlé zástavy srdeční

Existuje několik možných pohledů, ze kterých se dá nahlížet na příčiny NZS. Nejpodstatnější je z hlediska klinické praxe dělení podle základního patofyziologického mechanismu a podle toho, zda je příčina zástavy reverzibilní či nikoliv. Z patofyziologického hlediska se zástavy dělí na primárně kardiální a hypoxické. Primárně kardiální zástava, což je zástava oběhu začínající primární poruchou funkce myokardu, vede nejdříve k izolované tkáňové hypoxii nejcitlivějších orgánů (mozku, srdce, ledvin atd.). Globální hypoxie naopak vzniká tím, jak jednotlivé orgány postupně spotřebovávají lokální zásoby kyslíku. Maligní arytmie (komorová fibrilace, tachykardie s rychlou odpovědí komor, extrémní bradykardie apod.), vznikající následkem akutního stavu myokardu na základě na základě

metabolických a převodních poruch bývá bezprostřední příčinou zástavy. K neodhalení příčin maligní arytmie nedojde jen ve velmi malém procentu případů. Hypoxická zástava vzniká jako následek globální hypoxie organismu, tedy z příčin, které nesouvisí s oběhovým aparátem. Jde například o obstrukci dýchacích cest, intoxikaci atd. Reverzibilním stavem jsou zástavy začínající hypoxií, hypotermií, hypovolemií, hypo/hyperkalémií a dalšími metabolickými příčinami („4H“).[4]

#### **2.1.4.2 Poruchy srdečního rytmu**

Poruchy srdečního rytmu (arytmie), tedy změny tvorby nebo převodu podráždění, jsou patrné na EKG. Sinusový rytmus se mění z důvodu poruchy tvorby vzruchů. Stoupá-li sinusová frekvence nad 100 bpm, jde o sinusovou tachykardii. Pokud frekvence poklesne pod 60 bpm, je to sinusová bradykardie. V obou případech je rytmus pravidelný, zatímco při sinusové arytmii frekvence kolísá.

Ektopatická tvorba vzruchů. Podráždění může být i při tvorbě vzruchů v sinusovém uzlu spouštěno z ohniska v síní, v AV-uzlu nebo v komoře. Tyto abnormální vzruchy jsou označovány jako ektopické (heterotropní). Vysoká frekvence výbojů atriálního ložiska vyvolává síniovou tachykardii. Komory jsou schopny tuto frekvenci sledovat až do 200/min. Při vyšší frekvenci je převáděn pouze každý druhý nebo třetí vzruch, protože impulzy, které přichází mezi nimi, zastihnou části převodního systému s nejdelším akčním potenciálem v refrakterní fázi. Tyto oddíly převodního systému tak působí jako frekvenční filtr. Při síniových frekvencích do 350/min se hovoří o síniovém flutteru, nad tuto frekvenci o síniové fibrilaci (do 500/min). Aktivace komor je pak zcela nepravidelná (absolutní arytmie). Komorová tachykardie je častým důsledkem ventrikulární tvorby vzruchů, která začíná extrasystolou. Plnění srdce a vypuzování krve se zmenšují a může dojít k fibrilaci komor, což jsou vysokofrekvenční nekoordinované záškuby myokardu. Jestliže nedojde k rychlému protipatření, je tento stav v důsledku nedostatečného přečerpávání krve právě tak smrtící, jako srdeční zástava.

Nejefektivnější terapií fibrilace komor, komorové tachykardie, fibrilace a flutteru síní je defibrilace. Elektrická kardioverze je indikována při fibrilaci síní, případně paroxysmálních tachykardiích při selhání farmakoterapie a přetrvávajících obtížích nemocného. (Kardioverze ke zrušení komorové tachykardie vyžaduje menší energii, zpravidla postačí výboj 50 až 100 J.)[1][5]

## **2.2 Defibrilace**

### **2.2.1 Historie a vývoj defibrilace**

Studium defibrilace se začalo rozvíjet již v 19. století. Zjistilo se, že fibrilaci je možné indukovat působením střídavého proudu na srdce. V roce 1899 fyziologové Prevost a Betelli objevili, že silnější střídavý elektrický výboj zastaví fibrilaci, a poté se znovu objeví pravidelný sinusový rytmus.

První defibrilace, která zachránila lidský život, byla provedena chirurgem Claudem Beckem. Po této události byla defibrilace zařazena do přijatých léčebných metod a byly položeny základy defibrilace ve vědě.[6]

### 2.2.2 Co je to defibrilace

Defibrilace je emergentní výkon, jehož podstatou je zrušení život ohrožující maligní komorové arytmie s cílem navození perfuzního rytmu – nejlépe sinusového. Defibrilací rozumíme akutní léčebný terapeutický úkon prováděný s cílem přerušit patologickou elektrickou aktivitu myokardu a pomocí elektrického výboje obnovit funkční fyziologickou aktivitu, a tak obnovit mechanickou práci srdce. Primárně jde o dosažení synchronizované depolarizace co největšího počtu buněk srdeční svaloviny a tím pádem zrušení maligní arytmie. Fibrilace komor, flutter komor, setrvalá polymorfni komorová tachykardie jsou nejčastějšími indikacemi k podání defibrilačního výboje a přesně v těchto a dalších podobných případech je defibrilace jedinou možnou cestou, která zachrání pacientův život. Kardiopulmonální resuscitaci může prodloužit čas, který je nutný pro záchranu pacientova života, ale bez defibrilačního impulsu není možné obnovit normální srdeční rytmus. Např. v případě komorové fibrilace je srdce neustále v křeči, nefunguje jako pumpa a místo klasického signálu vidíme na EKG křivku jako smět chaotických křivek. Na druhou stranu je defibrilace neúčinná a zbytečná v případech, kdy již srdce není schopno vlastní spontánní elektrické aktivity.

U přímé defibrilace používáme mnohem menších proudů (cca 1/4) oproti nepřímé (externí) defibrilaci. Ta se provádí hlavně v urgentních případech, ať už na klinických pracovištích nebo v terénu. Hodnoty při externí defibrilaci jsou až 360 J u dospělých a 2J/kg u dětí. K přenosu výboje slouží deskové elektrody s plochou 70 – 100 cm<sup>2</sup> vyrobené většinou z nerezové oceli nebo poniklované mosazi. Dnes už se používají i nalepovací elektrody, kde není nutno nanášet gel. Během defibrilace prochází myokardem elektrický proud, přiváděný obvykle z elektrod umístěných na pacientově hrudníku nebo elektrod dotýkajících se srdce při přímé defibrilaci. Tento externě dodávaný proud, který během defibrilačního výboje prochází srdeční svalovinou, omezí vliv lokálních proudů, které udržovaly patologické hodnoty elektrické aktivity. Dojde k vytvoření potenciálového gradientu, čímž se změní polarizace membrán, a také nastane změna elektrického pole orientovaného ve směru fyziologického průchodu depolarizační vlny.[7]

### 2.2.3 Technika provedení defibrilace

Vzhledem k charakteru výkonu – jde o emergentní záležitost prováděnou u nemocného v bezvědomí – je podpis informovaného souhlasu s výkonem jako v případě elektrické kardioverze neuskutečnitelný. Úspěch defibrilace kromě známých faktorů společných s elektrickou externí kardioverzí závisí zejména na čase podání výboje, respektive na délce trvání maligní arytmie.

Je doporučováno podat výboj do tří minut od vzniku srdeční zástavy pro maligní arytmii v případě nemocničního zařízení a do pěti minut kdekoli jinde. Současně je třeba mít dostupné běžné pomůcky pro resuscitaci (monitorace EKG, saturace O<sub>2</sub>, krevního tlaku, O<sub>2</sub>, odsávačka, zajištění dýchacích cest, zajištění žilního vstupu, medikamenty). Optimální je podání defibrilačního výboje na konci expiria. Celkovou anestezii během defibrilace není třeba medikamentózně navozovat

vzhledem k přítomnosti bezvědomí, ale je třeba se vždy o trvání bezvědomí ujistit. Některé komorové tachykardie mohou i při vysokých tepových frekvencích zajistit sice malý, ale dostatečný minutový srdeční výdej a pacient nemusí být zcela v bezvědomí. V tomto případě je třeba podat intravenózně anestetikum. Při defibrilaci jsou na hrudník přikládány defibrilační elektrody, případně lepeny gelové elektrody ve stejných pozicích jako při elektrické externí kardioverzi. Kromě klasické anterolaterální pozici a méně užívané anteroposteriorní pozici existuje ještě možnost umístění defibrilačních elektrod laterálně vlevo a vpravo (biaksiální technika). Anteroposteriorní pozice defibrilačních elektrod by měla být použita v případě přítomnosti implantovaného kardiostimulátoru, biventrikulárního kardiostimulátoru či kardioverteru-defibrilátoru, jejichž systém (elektroda i vlastní přístroj) by mohl být podaným výbojem poškozen. Je doporučeno podání pouze jednoho výboje při defibrilaci a pokračování v kardiopulmonální resuscitaci po dobu 2 minut a teprve potom zhodnotit EKG a pátrat po známkách oběhu a dle nálezů pak případně podat další (opět maximálně jeden) výboj. Tento postup (platný již od roku 2005) bohužel není dosud příliš zažitý a v praxi se často setkáváme s chybným opakovaným podáváním výbojů těsně po sobě a s pátráním po typu rytmu těsně po výboji na monitoru s následnou časovou prodlevou v kompresích hrudníku mnohdy i několik desítek sekund! Před podáním defibrilačního výboje se nesmíme zapomenout ujistit o dodržení bezpečné vzdálenosti (minimálně 1 metr od hrudníku) zdrojů kyslíku (kyslíkové brýle, masky, rezervoáry) jako prevenci rizika vzniku požáru. V případě defibrilace u dětí je doporučováno použití dětským defibrilačních elektrod s menší plochou povrchu a dále nastavení výboje o velikosti 4 J/kg hmotnosti pro monofázický i bifázický výboj.[7]

#### 2.2.4 Synchronizovaná defibrilace – kardioverze

Samotné užití defibrilačního výboje není tak jednoduché, jak by se na první pohled mohlo zdát. Vysláním výboje v nepravý čas bychom mohli vyvolat fibrilaci komor, tedy stav mnohem horší a především životu nebezpečný. Abychom eliminovali tento problém, musíme výboj vyslat až po R-vlně viditelné na EKG. To zařídíme současnou monitorací EKG signálu pacienta a detekcí R vlny, po které může prostřednictvím elektrod s jistým časovým odstupem přijít defibrilační výboj. V praxi to znamená nabití přístroje a jeho následné vybití se zpožděním po předešlé R vlně. Dochází tedy k automatické synchronizaci výboje s R-vlnou, lékař do tohoto procesu vůbec nezasahuje. Ne každý defibrilátor je toho samozřejmě schopen, jedná se o klinické přístroje nutně vybavené synchronizačními obvody.[6]

## 2.3 Defibrilátory

### 2.3.1 Manuální Externí defibrilátory

Používají se především v nemocnicích a při výjezdu zdravotnické záchranné služby. Díky bateriovému napájení lze s výhodou použít přenosné verze. Jejich použití je vyhrazeno lékařům, kteří rozhodnou o vhodnosti defibrilace.[7]

### 2.3.2 Manuální přímé defibrilátory

Identický jako pro nepřímou srdeční masáž s tím rozdílem, že elektrický výboj je dodáváný skrze vnitřní elektrody, které jsou v přímém kontaktu se srdcem za použití nižší energie. Z těchto důvodů se tyto defibrilátory nacházejí zcela výhradně v nemocnicích na operačních sálech, kde je hrud' otevřená nebo může být rychle otevřena přítomným chirurgem.[7]

### 2.3.3 Automatizované externí defibrilátory (AED)

Přibližně 40 % všech srdečních zástav je provázeno ventrikulární fibrilací či tachykardií. Přivolaný lékař často může zaznamenat pouze asystolii, proto vznikla myšlenka automatizovaných defibrilátorů, kdy pacient dostane šok v době, kdy ještě fibrilace nepřešla v asystolii.

Tyto defibrilátory jsou navrženy tak, aby s nimi po krátkém zaškolení mohl pracovat každý laik. Zachránce přístroj otevře a ten ho instrukcemi na displeji či hlasem provází celou akcí. Má naprogramovaný algoritmus, podle kterého zachránce radí, co má dělat. Zachránce nalepí na pacientův hrudník elektrody, přístroj zanalyzuje jeho rytmus a doporučí, popřípadě nedoporučí podání výboje. Přístroje mají velmi vysokou senzitivitu a specifitu.

AED se nasazují v místech s vysokou hustotou lidí (nákupní centra, letiště) a tam, kde není okamžitě dosažitelná lékařská pomoc (letadla). Dále jsou umístěny v domácnostech rizikových pacientů. V některých zemích jsou defibrilátory dostupné i na ulici.[7]

### 2.3.4 Implantabilní kardiovertr-defibrilátory

Tyto přístroje se operativně zavádějí pacientům s rizikem náhlé srdeční smrti, a to podobným způsobem jako pacemakery. Permanentně monitorují pacientovu srdeční činnost, a pokud detekují maligní arytmii, vyšlou výboj. Během něj pacient pocítuje jistý diskomfort. Přístroje tyto události registrují a je možné je později prostudovat na počítači.[7]



## 2.4 Výboje

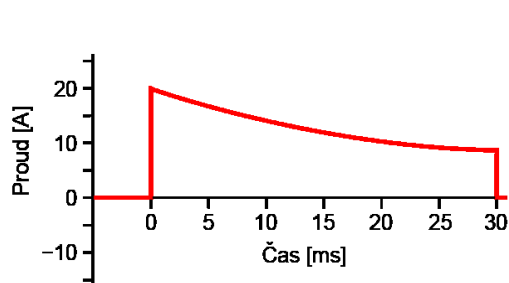
Defibrilace vyžaduje dostatek elektrické energie, aby došlo k očekávanému efektu. Není-li dodaná energie dostatečná, je nutné výboj opakovat. Ideální je taková energie, která zvrátí fibrilaci za minimálního poškození myokardu. V praxi se používají dva hlavní druhy elektrických výbojů:

### 2.4.1 Monofázický výboj

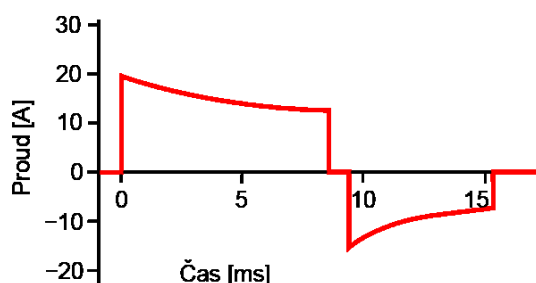
U monofázických defibrilátorů je používán buď sinusoidální a nebo exponenciální průběh defibrilačního proudu s různou modifikací křivky a časového průběhu dle výrobce. Proud prochází přes myokard pouze jedním směrem (zpravidla od apikální ke sternální elektrodě), jeho maximální hodnota dosahuje několika desítek ampér a je závislá od nastavení energie výboje na defibrilátoru a impedance hrudníku nemocného. Efektivita monofázického výboje při elektrické kardioverzi se pohybuje v širokém rozmezí 70 až 90 %. Protokol podání jednotlivých výbojů závisí na zvyklostech pracoviště, ale běžně je užíván protokol s počáteční energií 100 J s eskalací na 200 J a 360 J. Některá doporučení uvádějí, že hodnota 100 J se jeví jako málo efektivní a doporučují počáteční výboj o energii 200 J. V případě defibrilace maligní komorové arytmie je doporučeno podat jeden výboj o energii 360 J a pokračovat 2 minuty v kardiopulmonální resuscitaci. Pokud by byla i nadále indikace k podání defibrilačního výboje, je jejich energie vždy na maximální úrovni (zpravidla 360 J).[8]

### 2.4.2 Bifázický výboj

U bifázických defibrilátorů je použit exponenciální průběh křivky s různou modifikací tvaru dle výrobce (např. rektilineární průběh první fáze, či různá časová prodleva). Defibrilátor může být také vybaven kompenzací impedance hrudníku pacienta. Trvání jednotlivých fází se může u různých modelů lišit, poměrně často je využíván poměr 60:40 %, s určitou krátkou časovou mezerou (time gap) mezi jednotlivými fázemi. Na rozdíl od monofázických prochází u bifázických defibrilátorů proud přes myokard oběma směry ve dvou fázích. Jeho maximální hodnota dosahuje několikanásobně méně než u monofázických defibrilátorů a závisí stejně jako u monofázických defibrilátorů na nastavení energie výboje na defibrilátoru a impedanci hrudníku nemocného. Efektivita bifázického výboje je udávána mezi 93 až 95 %.[8]



Obr.3 Monofázický výboj



Obr.4 Bifázický výboj

## 3 Teoretická část – BDM65

### 3.1 Základní informace

Defibrilátor je bifázický přístroj s možností použití jak interního, tak externího EKG snímače. V jednom z nastavitelných režimů je možné měřit impedanci hrudníků pacienta pro přesnou definici velikosti výboje a tím menšího poškození srdeční tkáně.

Přístroj umí defibrilovat pacienta v případě náhlé srdeční příhody, také používá elektrickou kardioverzi při arytmiích a provádí EKG analýzu. Při režimu kardioverze je délka výboje mezi 20 ms a 50 ms po detekci vlny R.[9]

### 3.2 Stručný popis desky

Modul je možné snadno integrovat do systému po dodání napájecího a komunikačního rozhraní. Pro samotnou defibrilaci je nutné dodat i kondenzátor.

Defibrilátor komunikuje s nadřazeným zařízením (v mém případě PC) přes rozhraní UART. Na desce jsou rozhraní UART dvě, protože je možnost připojení externího EKG zesilovače pro přesněji naměřené parametry, srdeční frekvenci, systoly a detekci QRS komplexu .

K dispozici je také vnitřní EKG zesilovač pro sledování a analýzu srdečního rytmu. Ten neposkytuje potřebné rozlišení pro detekci kardiostimulátoru. Pro tyto účely lze použít externí EKG zesilovač se správnými specifikacemi dle IEC 60601-2-27. Zesilovač neustále sleduje impedanci pacienta a každou sekundu její hodnotu zasílá do námi zvoleného zařízení.

Energie výboje může být až 390 J.

Primární a sekundární strana jsou galvanicky oddělené s přípustným rozdílem potenciálů až 4 kV.

Pojistky instalované v modulu defibrilátoru musí být dimenzovány minimálně na proud 15 A po dobu 15 s.

Hardware i software jsou rozsáhle testovány společností Corscience podle ISO900. [9]

### 3.3 Technická specifikace

#### 3.3.1 Hardware

Na BDM65 jsou k dispozici konektory pro VN kondenzátor, elektrody, napájení a pro komunikaci s PC.

Komunikace probíhá s přenosovou rychlostí 115200 Bd a toto rozhraní je izolované až do 4 kV. Je možné použít komunikační rozhraní s napětím mezi 2,7 V a 5,5 V, protože je určeno pro jmenovité napětí 3,3 V a 5 V. Výstupy nejsou odolné vůči zkratu. Jako minimální prodleva pro dva po sobě jdoucí příkazy se uvádí 10 ms.

Napájení defibrilátoru se uskutečňuje přes konektor od firmy Molex. BDM 65 je možné napájet i přes šestičlánekové lithium-iontové baterie. Doba nabíjení kondenzátoru s použitím těchto baterií bude 10 až 15 sekund. Při použití napájecího zdroje pak volíme zdroj spínaný, který musí mít napětí od 9V do 15V DC. Doporučuje se spíše 12V, protože napětí v průběhu provozu nesmí klesnout od 9V. Doba maximálního nabití kondenzátoru pak bude 7,1s při napětí 12,3V a maximálním proudem 11A. Minimální vstupní proud je přibližně 220mA, ten ale je pouze pro základní komunikaci s přístrojem. Pro EKG analýzu a následné nabití kondenzátoru se doporučuje zdroj od 5A, maximálně však 15A. Pojistka v napájecí části defibrilačního modulu je 25A.

Připojení pacienta je typu BF podle platné normy IEC 60601 – 1. Pacient je chráněn proti vysokému napětí galvanickým oddělením.

VN konektor je standardní montážní karta používaná pro DPS. Určená pro práci pod napětím 2000V a 23A.

Při testování defibrilátoru byl použit VN kondenzátor od firmy AEROVOX s kapacitou 196  $\mu\text{F} \pm 5\%$  a napětím 2300V DC.

BDM 65 může analyzovat EKG, ale také umí udělat analýzu impedanční (odpor elektrod na těle pacienta) při frekvenci 50 kHz a napětím  $\pm 3,3\text{V}$  je proud pacientem 66  $\mu\text{A}$ . Impedance vyšší než 400 $\Omega$  je považována za špatné připojení elektrod. U EKG analýzy je maximální rozsah srdeční frekvence 30 až 250 bpm. Za předpokládaného času 9 až 15s pro správné výsledky analýzy. Data jsou v rozlišení 12 bitů s offsetem 4,18V. Vzorkovací frekvence je pak 300Hz. Analýza může být použita k rozlišení mezi defibrilovatelnými a nedefibrilovatelnými rytmy. Může analyzovat přímo z elektrod APEX, STERNUM nebo z externího EKG zesilovače. Navíc se přenáší i informace při detekci šoku, pohybu, asystoly a zda jsou elektrody připojeny řádně. Detekce pohybu je realizována na základě měření změn pacientovy transthorakální impedance. Je to důležité z důvodu prevence vzniku pohybových artefaktů v EKG signálu.

Defibrilátor je navržen tak aby splňoval normy EN 60601 – 1 a EN 60601 – 2 – 4. [9]

### 3.3.2 Software - Komunikační protokol

SW je realizován za pomoci digitálního signálového procesoru (DSP), což je microprocesor zpracovávající digitálně reprezentované signály. DSP komunikuje po SPI sběrnici (sériové periferní komunikační rozhraní) s PLD a MSP. PLD je programovatelné logické zařízení, který slouží k vytvoření re-konfigurovatelných digitálních obvodů. MSP je mikro kontroler pro smíšené signály.

Protokol je určen pro snadnou a paměťově nenáročnou implementaci aplikace do mikro kontroleru. Princip protokolu se opírá o systém PPP (Point to Point Protokol), neboli protokol bod po bodu.

Výchozí sekvence bajtů se používá k odfiltrování rezervovaných bajtů jako je počáteční znak FC, koncový znak FD a escape znak FE. Tyto rezervované bajty nejsou zahrnuty do konečného kontrolního součtu. Výsledek kontrolního součtu na vysílači se musí rovnat přijatému kontrolnímu součtu.

Data jsou přenášena jako MBS first. [9]

#### 3.3.2.1 Struktura paketu

Tabulka 1 Struktura paketu

Start Flag	PackageNumber	Command	Payload	Checksum	Stop Flag
0xFC	1 Byte	2 Byte	x Bytes	2 Bytes	0xFD

Podle počátečního (Start Flag) a ukončovacího (Stop Flag) znaku dokážeme určit délku paketu.

PackageNumber je pouze očíslování paketů, jak jdou za sebou. V případě, kdy posíláme příkazy do BDM65, se pakety nečíslojí. Jsou očíslovány pouze pakety, které z BDM65 čteme.

Command je samotný příkaz, kterým se řídí průběh úkonů defibrilátoru. Přehled nejpoužívanějších příkazů viz. Tabulka 2. Příkazy jsou zapisovány v hexadecimální soustavě. A jejich velikost je dva bajty.

Payload je jen u některých příkazů a většinou obsahuje nějaký druh nastavení. Není přesně definovaná jeho bajtová velikost. Ta se odvíjí od druhu příkazu, ke kterému payload náleží.

Např. u příkazu Active New Medical Setting se pomocí payload nastavují druhy módů, energie šoku a další parametry potřebné ke správné funkci přístroje. Módy má BMD65 tři: monitoring, manual pediatric a manual adult. V módu monitoring pouze přicházejí EKG data.

Módy závisí ještě na nastavení dalších parametrů a to je EKG přenos, pozadí analýzy a výběr mezi externě snímaným (vícesvodovým) EKG nebo přímo z elektrod na defibrilátoru.

U příkazu Make selftest je díky payload na výběr mezi třemi druhy testování. V opačném případě – odezvy na make selftest je u příkazu Result of selftest sedmibajtová informace o tom jestli funguje správně nabíjení kondenzátoru, EKG přenos a další.

Kontrolní součet (checksum) je pouze kontrolní informace jako zpětná vazba, zda nenastala chyba při přenosu dat, nebo zda je informace úplná. [9]

### 3.3.2.2 Příklad komunikace podle katalogového listu BDM65:

Tabulka zobrazuje základní příkazy pro spuštění desky a podání výboje.

**Tabulka 2 Komunikační protokol**

PC → BDM65	číslo příkazu (hex)	BDM65 → PC	číslo příkazu (hex)
Wake up	0x0700		
		Acknowledge (ACK)	0x0200
		DSP restarted	0x0712
ACK	0x0200		
Make self-test	0x0710		
		ACK	0x0200
		Result of self-test	0x0715
ACK	0x0200		
Active medical settings	0x0750		
		ACK	0x0200
		New medical settings	0x0755
ACK	0x0200		
Start charging cap.	0x0B10		
		ACK	0x0200
		Charging status (0%)	0x0A31
ACK	0x0200		
		Charging status (0%)	
ACK	0x0200		
		Charging status (0%)	
ACK	0x0200		
		Charging status (10%)	
ACK	0x0200		
		Charging status (20%)	
ACK	0x0200		
		Charging status (30%)	
ACK	0x0200		
		Charging status (40%)	
ACK	0x0200		
		Charging status (50%)	
ACK	0x0200		
		Charging status (60%)	

ACK	0x0200		
		Charging status (70%)	
ACK	0x0200		
		Charging status (80%)	
ACK	0x0200		
		Charging status (90%)	
ACK	0x0200		
		Charging status (100%)	
ACK	0x0200		
		Charging finished	
ACK	0x0200		
Shock enable	0x0A25		
		ACK	0x0200
		Ready for shock	0x0B30
ACK	0x0200		
Apply shock	0xB00		
		ACK	0x0200
		Shock was given	0x0B35
		Current and voltage protocols	0x0A33, 0x0A35

V této tabulce vidíme základní příkazy pro spuštění desky a následné podání výboje. Každý jednotlivý příkaz musí být nejdříve potvrzen Acknowledge. Když se tak nestane, DSP přestane pracovat.

Po úspěšném proběhnutí celého programu se vypíše protokol se všemi napěťovými a proudovými hodnotami při podání šoku.

Dále je možnost použít další příkazy jako např.: důležitý je příkaz Stand by pro deaktivaci celého modulu, pro zaslání EKG dat (Send ECG) nebo pro zastavení posílání dat (Stop sending ECG). Je možnost udělat různé testy, které se dotazují jak na stav desky tak stav nabití kondenzátoru popřípadě ladění jednotlivých částí SW. Debug MSP zjišťuje aktuální stav MSP a stav nabití kondenzátoru. Debug Error slouží pro zjištění chybových hlášení v MSP a DSP. A Debug PLD slouží k zjištění stavu PLD.

Je možné spustit i režim kardioverze tím, že se naprogramuje, aby příkaz High voltage shockbutton pressed posílal každou sekundu informaci o tom, že tlačítko kardioverze je spuštěné. [9]

## 4 LabVIEW

### 4.1 Základní informace

Pod pojmem LabVIEW se rozumí programovací prostředí společnosti National Instruments, které využívá k vytváření aplikací grafický jazyk. V angličtině Graphical Language nebo zkráceně G-jazyk. Na rozdíl od textově orientovaných klasických programovacích jazyků, jako je například C#, neprobíhá tvorba programu psaním kódu, ale sestavováním diagramu z grafických bloků, které plní určitou funkci. Tento princip zpřístupňuje programování i uživatelům, kteří nemají zkušenosti s běžnými jazyky odvozenými od jazyka C nebo jazyka Basic. Pokud technik dokáže navrhnout funkčnost požadovaného softwaru například ve formě vývojového diagramu, programátor jej následně musí převést do příslušného programovacího jazyka. V případě kdy máme k dispozici jazyk, který se svou strukturou velmi blíží vývojovému diagramu navrhující software, podstatně se zkrátí a zjednoduší celý proces vývoje. Vytvořit vlastní software si tak může člověk i bez znalosti jiného textově orientovaného jazyka, pouze na základě toho, že má představu o tom, jak by měl výsledný software pracovat a je schopen sestavit diagram.

Na základě předchozích faktů by se mohlo zdát, že LabVIEW je především pro začínající programátory nebo snad do výuky. To ovšem není pravda. Jedná se o rovnocennou alternativu ke klasickému textovému programování. [10]

### 4.2 Programování

Výsledkem programování v LabVIEW je takzvané Virtual Instrument, zkráceně VI neboli virtuální přístroj. Tento název vychází z faktu, že program na obrazovce zastává stejnou funkci jako klasický měřicí přístroj. Každé VI obsahuje dvě základní části – čelní panel a diagram. Čelní panel obsahuje ovládací prvky – tlačítka, přepínače, otočné knoflíky, ale také indikátory – LED, ručkové ukazatele, grafy. Tento čelní panel slouží ke stejnému účelu jako u fyzického přístroje, tedy zajišťuje interakci s uživatelem. Z pohledu programování se jedná o GUI (Graphical User Interface – grafické uživatelské rozhraní). Jak bude celé VI fungovat, definuje programátor v blokovém diagramu. Zde se vytváří pomocí grafického jazyka vlastní program. Prvky čelního panelu jsou reprezentovány v blokovém diagramu pomocí ikon. Lze z nich vyčítat, případně do nich ukládat hodnoty podle toho, zda se jedná o ovládací prvek nebo o indikátor. Jednotlivé bloky diagramu se spojují pomocí vodičů (wires).

Programátor má k dispozici všechny funkce známé z jiných jazyků, například knihovnu matematických operací, bloky pro řízení toku programu – smyčky, strukturu case a podobně.

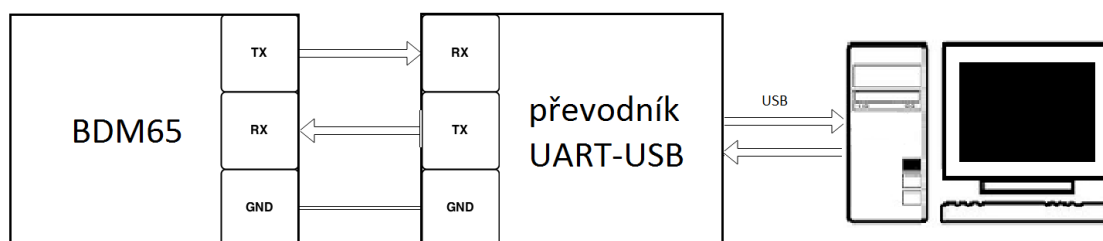
LabVIEW rovněž nabízí obvyklé datové typy, jako boolean, integer, floating-point nebo string. Včetně možnosti vytvářet pole těchto datových typů. Průběh programu je řízen tokem dat, nikoliv posloupností příkazů jako je tomu u jazyka C. Jednotlivé funkce se vykovávají tehdy, až jsou známy jejich vstupní hodnoty, které přivádíme pomocí vodičů do konektorů. Každé VI respektive blok diagramu, které očekává nějaké vstupní hodnoty nebo chce předat výsledek svého výpočtu dále, má tedy svůj konektor pro připojení k jiným VI.[10]

## 5 Praktická část

### 5.1 Komunikace

Komunikace je realizována pomocí univerzálního asynchronního sériového rozhraní (UART) a převodníku MM232R USB Serial UART od firmy Farnell.

Na obrázku je vidět blokové schéma komunikace mezi BDM65 a PC. Jelikož na defibrilátoru je pouze komunikační rozhraní UART, které není úplně vhodné vzhledem k použití PC jakožto nadřízeného zařízení. Proto byla jako jedna z možností použit převodník UART-RS232 nebo převodník UART-USB. Jelikož převodník UART-RS232 je už u modernějších PC na ústupu v používání a na noteboocích se objevuje minimálně, zvolila se možnost druhá - převodník UART-USB.



**Obr. 5 Blokové schéma komunikace**

Komunikace se v LabVIEW realizuje přes SW vrstvu Virtual Instrument Software Architecture (VISA), která zajišťuje veškerou komunikaci se zařízením.

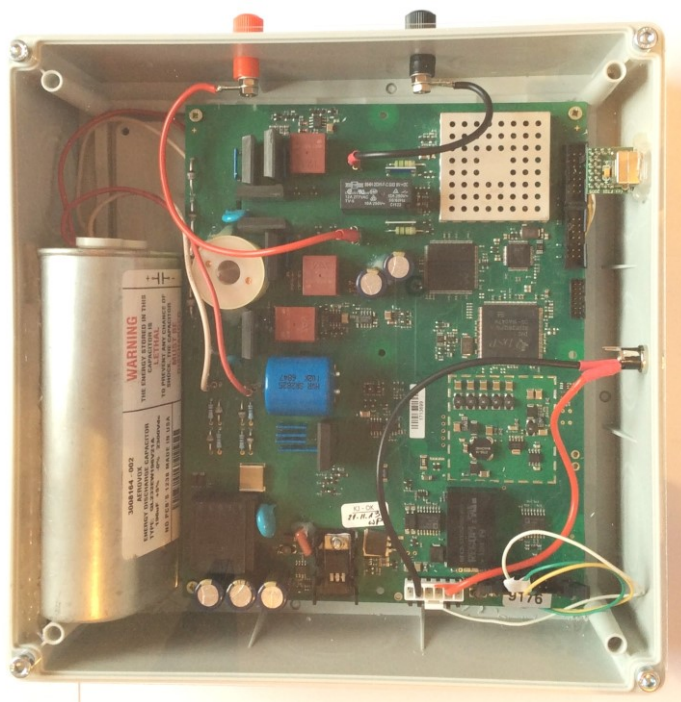
VISA se používá u přístrojových driverů hlavně z toho důvodu, že nezáleží na tom, jestli se jedná o sériové GPIB, nebo USB rozhraní. Poskytuje nezávislost na komunikačním rozhraní. Programy napsané pomocí volání funkce VISA jsou snadno přenosné z jedné platformy na druhou a také tím, že si definuje vlastní datové typy.

Pro BDM65 je použita VISA Configure Serial Port, do kterého se zapisuje jméno COM portu, přenosová rychlost, počet bitů atd. Je možnost zapsat i další parametry, které v našem případě nepotřebujeme využívat.



## 5.2 Realizace hardware

První oživení defibrilátoru proběhlo pouze s připojeným komunikačním rozhraním a napájecím zdrojem, schopným dodat omezený proud čistě pro základní funkci desky. Po otestování komunikace a funkce příkazů nutných k inicializaci defibrilátoru následovalo připojení VN kondenzátoru a zdroje dimenzovaného na dostatečný proud pro jeho nabíjení. Vzhledem k tomu, že samotná DSP není mechanicky ani elektricky vhodná pro použití v rámci laboratorní úlohy, vznikl pro ni v rámci bakalářské práce box s víkem z čírého plexiskla. Tím je zachována názornost úlohy, protože studenti mají možnost si prohlédnout všechny části defibrilátoru a zároveň je omezeno riziko poškození defibrilátoru i případných úrazů uživatelů. Veškeré propojení – s testerem Fluke, PC a napájecím zdrojem je realizováno skrze konektory umístěné na boku boxu.



Obr. 6 Výukový defibrilátor BDM65

### 5.2.1 Zdroj

Na základě požadavků v katalogovém listě BDM65 jsem zvolila zdroj od firmy MEAN WELL model GS90A12-P1M s výstupními parametry: 12 V DC; 6,67 A. Zdroj má přepětíovou ochranu: 105 ~ 135% jmenovitého výstupního napětí.

### 5.2.2 Kondenzátor

Kondenzátor od firmy AEROVOX s parametry: 196  $\mu\text{F}$ , 2300Vdc plněný olejem jsem zvolila opět dle požadavků uvedených v katalogovém listě.



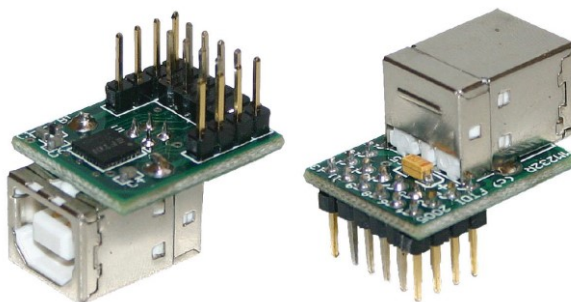
**Obr. 7 Kondenzátor AEROVOX**

### 5.2.3 Elektrody

Elektrody realizovány nejsou, jelikož pro podání šoku používáme defibrilační zkoušeč Fluke, u kterého je možnost místo přiložení elektrod, připojit BDM65 přímo banánkem do konektoru. Tímto řešením se zabrání možnému nežádoucímu dotyku, protože do zkoušeče defibrilátoru Fluke je možnost připojit pouze banánky. Z toho důvodu je možné pomocí kabelu banánek-banánek připojit zkoušeč do konektorů na obal výukového defibrilátoru.

### 5.2.4 Komunikační převodník mm232

Převodník mm232 slouží jako převodník rozhraní UART-USB. Jeho napájecí napětí je 3,3 a 5,25 V DC. Na převodník je možné připojit diody pro lepší přehlednost zapojení. Jeho přenosová rychlost je 115200bps. Základní vlastnost tohoto převodníku je automatická detekce rychlosti přenosu. [11]



**Obr. 8 USB-UART MM232**

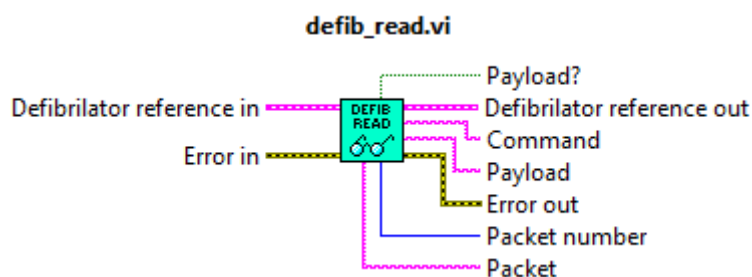
### 5.3 Realizace software

Celý SW byl realizován pomocí vývojového prostředí LabVIEW.

Základem celého programu jsou v rámci bakalářské práce vytvořené subVI pro zápis a čtení.

Tyto subVI jsou použity jako základní prvky v dalších subVI realizované opět v rámci bakalářské práce. Díky nim komunikujeme s integrovaným DSP čipem defibrilátoru. Komunikace probíhá za pomoci detekce počátečních a koncových znaků v bajtové zprávě, pomocí kterých se rozdělí všechna data na určité pakety tvořené v podobě FC, číslo paketu, příkaz, payload, kontrolní součet a FD.

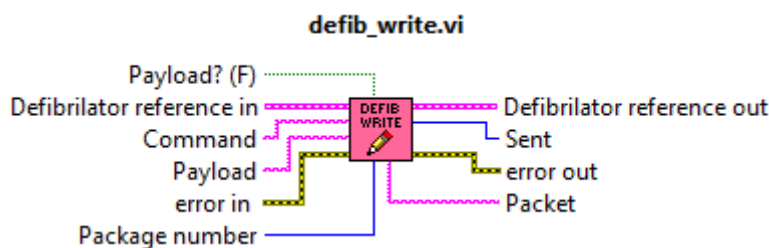
Na úplném začátku probíhá inicializace, ve které pomocí VISA Configure seriál port byla vytvořena „reference“. Ta prochází celým systémem stejně jako ERROR cluster, ve kterém se odchyťávají případné chybné hlášení VISA.



Obr. 9 VI defib\_read

Defib\_read.vi je subVI. pro čtení dat přicházející z DSP. Z obr. 7 je vidět, že si lze přečíst odpověď (command), číslo paketu (packet number) nebo případně payload.

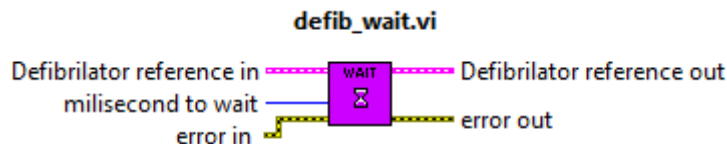
Payload je pouze u několika příkazů (odpovědí, command) např. u self-testu, podle kterého se dá určit správnost průběhu komunikace, RAM test DSP, Flash test DSP atd.



Obr. 10 VI defib\_write

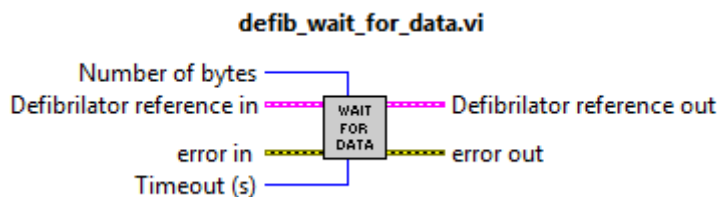
Defib\_write.vi slouží pro zapisování příkazů do DSP. Command je sám příkaz viz. Tabulka 2. Payload u některých příkazů slouží k bližší specifikaci - nastavení DSP.

Dále pro fungování celého systému bylo nutné zvolit správné časování a to ve dvou fázích. První použité časování je tzv. wait. Fungující pouze jako čekání předem definované délky mezi jednotlivými příkazy (defib\_wait.vi). Další čekání je tzv. wait for data, které čeká na určitý specifikovaný nejnižší počet bajtů po předem určenou nejdelší dobu (defib\_wait\_for\_data.vi).



**Obr. 11 VI defib\_wait**

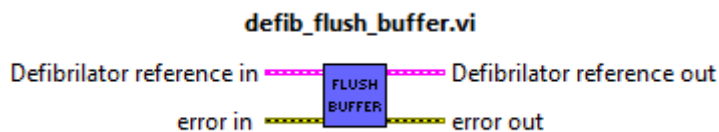
Defib\_wait.vi je důležitý z toho důvodu, že DSP potřebuje určitou přestávku před každým nově zadaným příkazem, kvůli správnému zpracování. Jinak může docházet k nesprávnému zpracování dat.



**Obr. 12 VI defib\_wait\_for\_data**

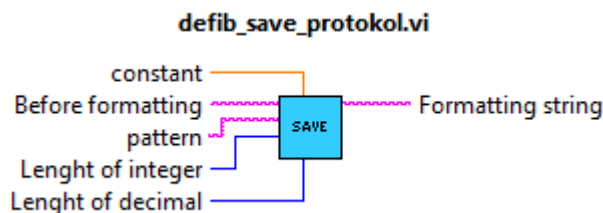
Defib\_wait\_for\_data.vi slouží ke správnému zápisu dat. Jinými slovy čeká tak dlouho, dokud mu nepřijde předem definované minimální množství dat do určitého časového rozpětí.

I přes všechna tato časová opatření se stává, že před počáteční znaky přijdou z DSP přebytečné bajty a celý systém přestává fungovat. Tento problém se řeší pomocí subVI. flush\_buffer.vi



**Obr. 13 VI defib\_flush\_buffer**

Defib\_flush\_buffer.vi funguje pouze tak, že vymaže celý buffer pro příjem a odesílání dat – dle vnitřního nastavení subVI. a systém může dále fungovat.



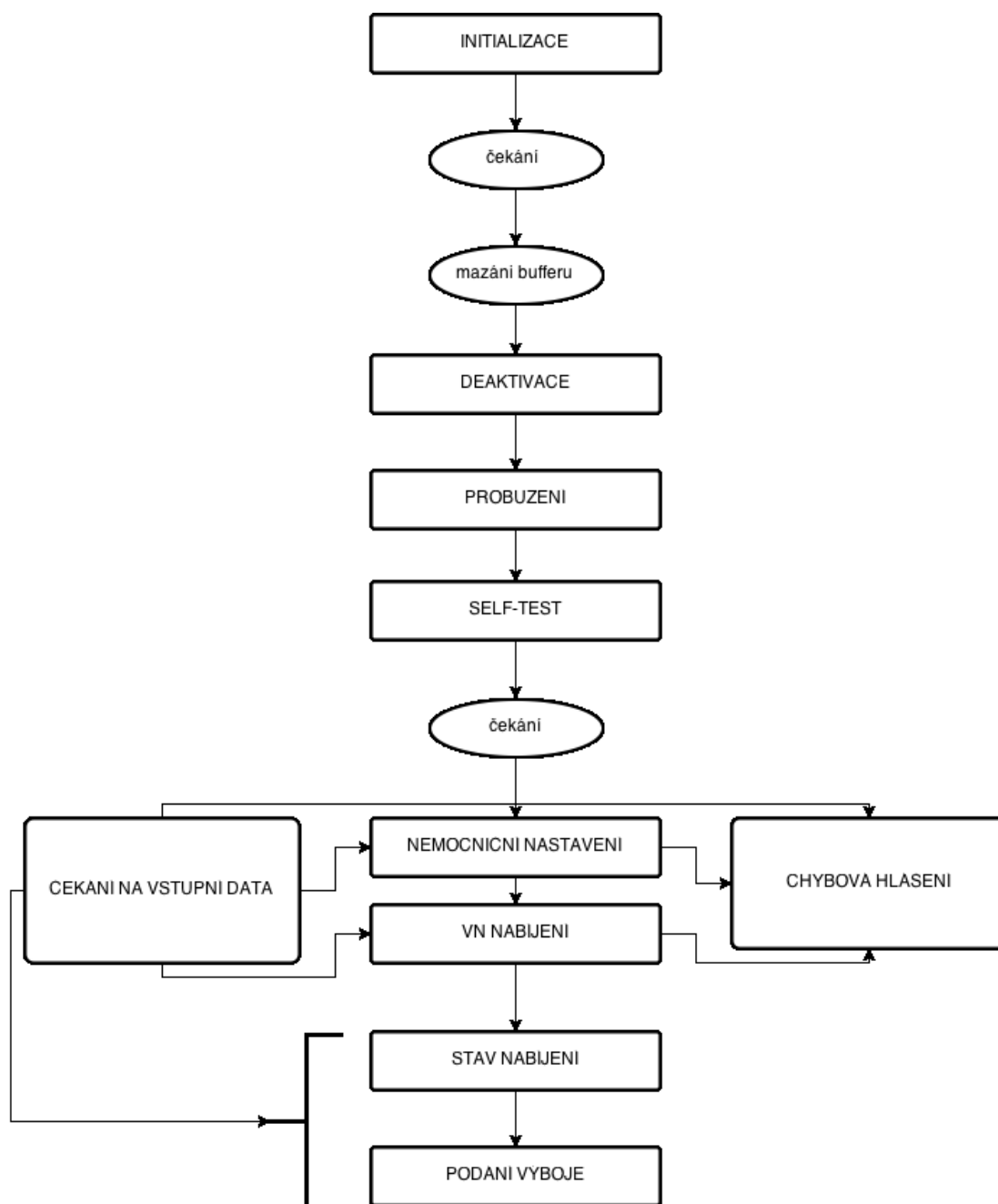
Obr. 14 VI defib\_save\_protokol

Defib\_save\_protokol.vi slouží k výběru napěťových a proudových hodnot z výpisu dat v protokolu. V tomto VI se dá nastavit, na kolik desetinných míst se daná hodnota vypíše, konstanta pro přepočet hodnot určená v datasheetu a další prvky.

Víše zmíněné subVI. jsou základem celého programu, s nímž je možnost sestavit správně fungující software pro DSP. BDM65 funguje na principu jasně daného pořadí příkazů a odpovědí. Viz tabulka podle datasheetu. Rozdíl oproti datasheetu je, že aby deska správně fungovala, tak hned po inicializaci, se musí restartovat za pomoci příkazu Stand by a teprve poté následuje Wake up a dále. Další věc, která je navíc, je použití příkazu Send ECG data. V optimálním případě by se neměl muset vůbec použít, ale DSP funguje pouze, když se Send ECG data pošle ještě před příkazem Activate new medical settings. Send ecg data by se teoreticky nemusel vůbec použít z důvodu, že v Activate new medical settings se nastavuje spouštění módu ECG Transmission, což by podle datasheetu mělo stačit. BDM65 nepodá šok, pokud nemá EKG signál.

### 5.3.1 Diagram datových toků

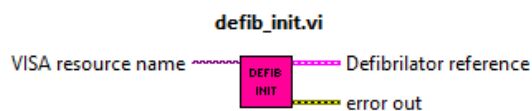
Diagram datových toků znázorňuje průběh programu. Odvíjí se od výše zmíněného komunikačního protokolu, viz Tabulka 2. Celá komunikace začíná počáteční inicializací v podobě zapsání čísla COM portu do VISA sériového portu, přenosové rychlosti a počátečního znaku FD. V této chvíli se do protokolu vypíše záznam o aktuálním čase, název přístroje a -> VISA init. Poté nastává nastavené čekání, mazání bufferu a deaktivace přístroje. Dále se deska uvede do provozu pomocí wake up a provede se kontrolní testování. Tento průběh musí nastat pokaždé, co se BDM65 pustí. Po self-testu následuje nastavení potřebných parametrů prostřednictvím nemocničního nastavení. Když se v této fázi zvolí mód pro nabití kondenzátoru – pro dospělé nebo děti, je po několika dalších potvrzení průběhu nabíjení kondenzátor nabit a schopen podat výboj. Ten samozřejmě opět čeká na potvrzení ze strany uživatele.



Obr. 15 Diagram datových toků

### 5.3.2 Jednotlivé kroky

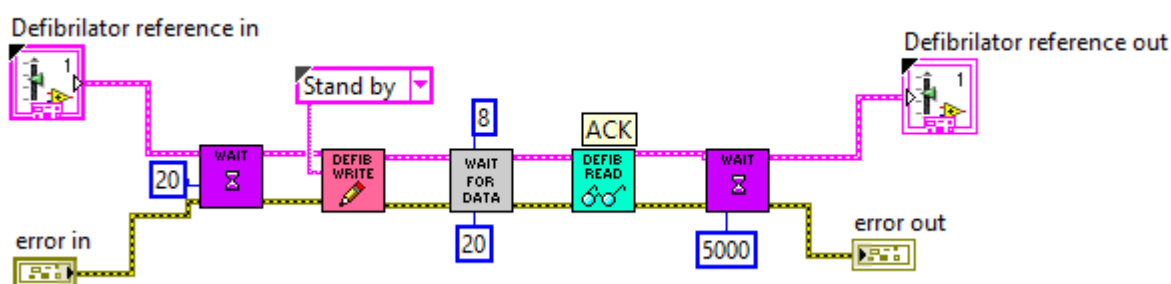
#### 1. Inicializace



Obr. 16 VI defib\_init

Slouží k základní inicializaci: nastavení přenosové rychlosti, počátečního znaku a vyvedení příchozích dat dále do programu.

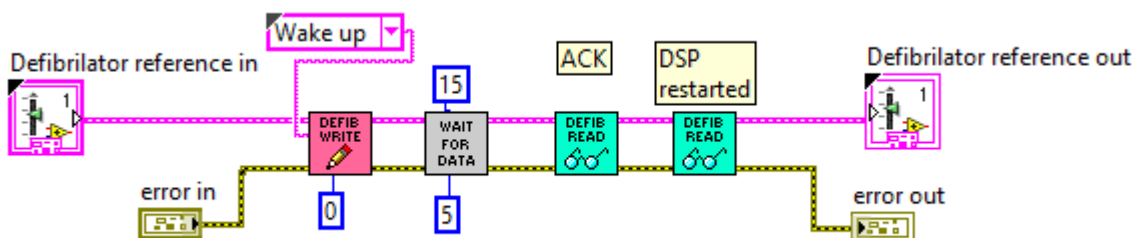
#### 2. Reset



Obr. 17 VI Stand by

BDM65 se po základní inicializaci musí uspat, aby došlo ke správnému chodu následujících kroků. Když se tento krok vynechá-deska nefunguje po druhém zapnutí tak, jak by se dalo očekávat, a ve VISE se může objevit chybové hlášení. DSP nám příkaz potvrdí v podobě ACKNOWLEDGE, a poté následuje čekání po správné načtení systému.

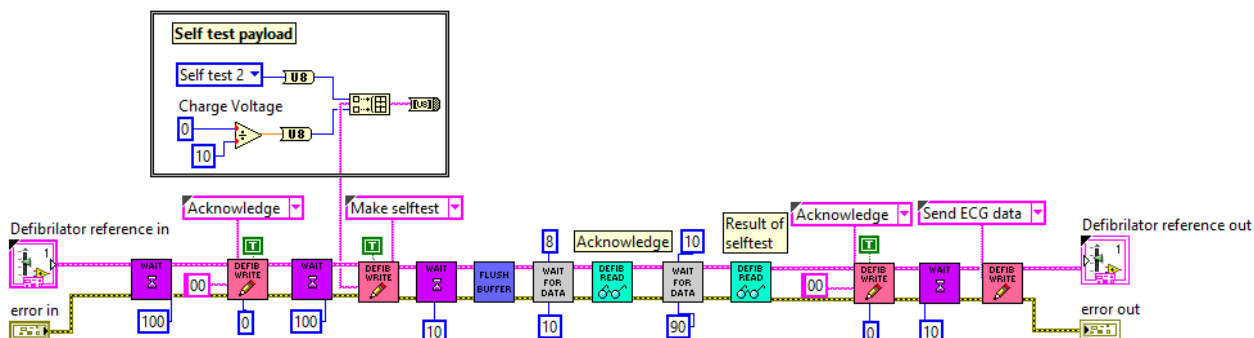
#### 3. Wake up



Obr. 18 VI Wake up

V této chvíli už systém funguje tak, jak by podle datasheetu měl. A to tak, že příkazem Wake up, který bude potvrzen, nastává restartování DSP.

#### 4. Self test

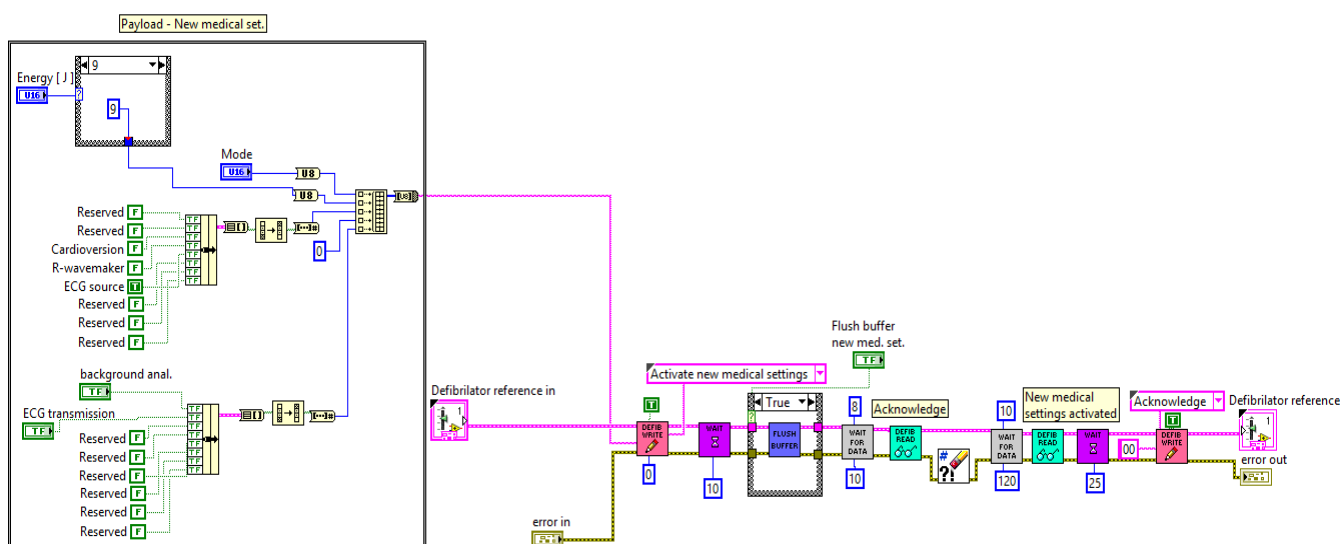


Obr. 19 VI Self test

Po potvrzení restartu za pomoci příkazu Acknowledge, který má payload 00, se může poslat příkaz pro udělení self-testu. Příkaz self-test zahrnuje payload, ve kterém lze zvolit ze tří druhů testování. Pro nabíjení je nutné zvolit Self-test 2, který obsahuje mimo základní testování i vysokonapěťový test, jinak DSP nekomunikuje. Poté, co DSP potvrdí přijetí příkazu Make selftest, odešle výsledky selftestu.

Do tohoto bloku se po zralé úvaze zařadil i příkaz Send ECG data pro správné spuštění EKG analýzy.

#### 5. Medical settings



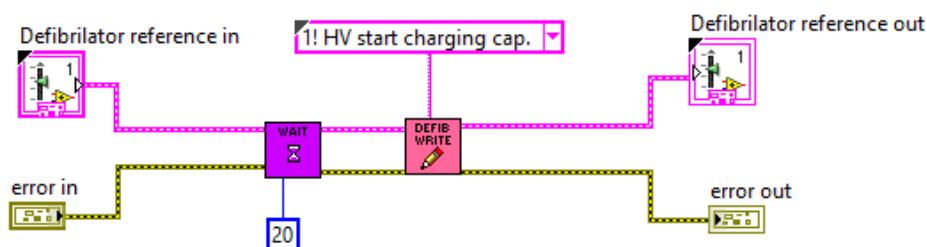
Obr. 20 VI Medical settings



Součástí subVI Activate new medical settings je i payload pro nastavení energie, módu a výběru vhodné analýzy. Dále je čekání (Wait) a Flush Buffer opět z důvodu přicházejících bajtů i mimo znaky FC a FD.

Po odeslání některých příkazů, např. Activate new medical settings, docházelo k blíže neurčeným problémům v komunikaci. Důsledkem toho vracely VI vrstvy VISA framing error č. - 1073807253. Po vymazání konkrétní chyby běžela komunikace opět standardně.

## 6. HV charging



Obr. 21 VI charge

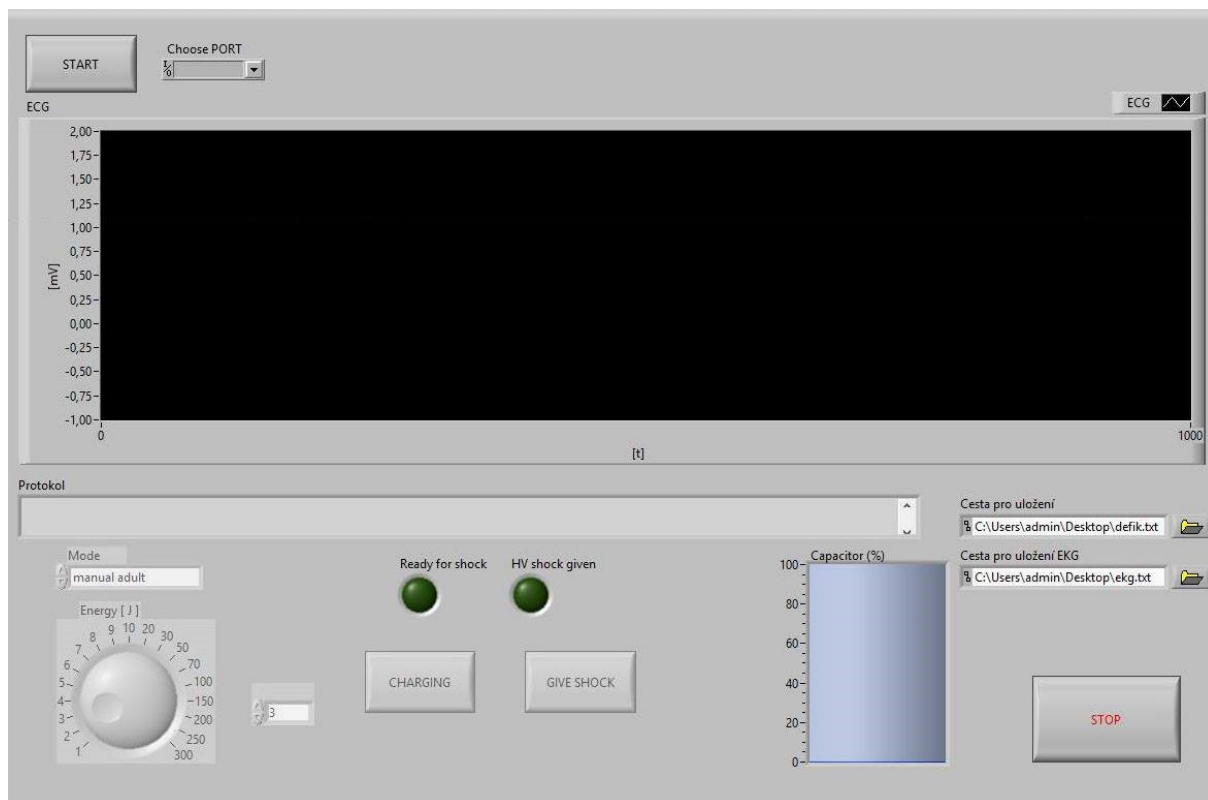
Po zdařilém proběhnutí všech výše uvedených kroků je možné začít s pomocí příkazu Start charging capacitor kondenzátor nabíjet.

## 7. Smyčka pro potvrzení nabíjení a podání šoku

Po příkazu pro nabíjení kondenzátoru nám DSP posílá informativní příkazy o aktuálním procentuálním nabití kondenzátoru po každých deseti procentech, plus informace o ukončení nabíjení. Dále se může poslat příkaz Shock enable v případě pokud chceme dát šok. Pokud ne, je možnost kondenzátor vybit za pomoci příkazu Discharge capacitor, bez podání šoku. Dále následuje potvrzení příkazu Shock enable a informace o tom, že BDM65 je připraven šok dát (Ready for shock). V posledním kroku se posílá příkaz Apply shock pro podání šoku, po kterém následuje očekávaný výboj a informace o tom, že šok byl podán ( Shock was given). Dále přicházejí informace o průběhu výboje v podobě napěťového a proudového protokolu.

### 5.3.3 Uživatelské rozhraní

Uživatelské rozhraní se v rámci bakalářské práce navrhlo tímto způsobem:



Obr. 22 Uživatelské rozhraní

Po spuštění programu a navolení čísla COM portu v ovládacím prvku Choose PORT, který se automaticky aktualizuje, je možné spustit aplikaci tlačítkem START. Poté se do okna protokolu začne vypisovat výše zmíněná komunikace.

Až dojde program do stádia, že DSP vyhodnotí self-test, povolí se ovládací prvek pro výběr módu a také otočný knoflík pro nastavení hodnoty energie v Joulech. Po tomto nastavení je možné kliknout na tlačítko CHARGING, které spustí další kroky v programu (medical settings, charge) spolu s vykreslováním EKG křivky do grafu.

Poté, co se plně nabije kondenzátor na předem zvolenou hodnotu, odkryje se i tlačítko pro dání šoku (GIVE SHOCK), které je nyní možno stlačit a dát výboj. Výboj spolu s EKG křivkou jde vidět v grafu. Pokud bychom chtěli zastavit vykreslování grafu, tak abychom viděli výboj-je nutné celý program zastavit tlačítkem STOP. Tlačítko STOP je možné zmáčknout kdykoli během nabíhání programu a celý systém ukončit.

Celý protokol je možné uložit do jakéhokoli textového dokumentu. Pouze se musí zvolit cesta k souboru v okně Cesta pro uložení a kliknout na tlačítko žluté složky.

### 5.3.4 Implementace uživatelského rozhraní v LV

#### 5.3.4.1 Tlačítka

- Start: po proběhlé inicializaci a zapsání portu je smyčka while čekající na to, až bude aktivováno tlačítko START. Do té doby program nemůže postoupit dále.
- Mode, Energy, Charging: na úplném začátku se pomocí property node navolilo, aby byla tato tlačítka zastřena (Disabled and Grayed Out). Poté, co se program dostal za self-test, následuje další while smyčka, která umožní navolení příslušných parametrů. Energie se volí pomocí knoflíku (knobe), mód se volí pomocí rolovacího menu - obojí vyvedené z payloadu Activate New Medical Settings. Není možnost navolit 0 J nebo nezadat mód, proto se také hned odkryje i tlačítko pro nabití kondenzátoru-CHARGING.

#### 5.3.4.2 Grafy

- Graf: nastavením jakéhokoli módu se spustí vykreslování křivky EKG. Je realizováno pomocí zapisování přicházejících dat do pole, dále následného rozkódování a vykreslení do Waveform grafu. Před samotným vykreslením se každý údaj musí přepočíst podle datasheetu.
- Capacitor: po pokročení programu do stádia, kdy začnou přicházet data o nabití kondenzátoru po každých deseti procentech 10 %, 20%, 30% atd., se na základě těchto dat začne postupně vyplňovat kapacitní kužel znázorňující nabití kondenzátoru (tank).

#### 5.3.4.3 Kontrolery

- Ready for shock: po proběhnutí case Ready for shock se rozsvítí kontrolka na předním panelu, že je kondenzátor nabit a vše je připraveno pro aplikaci šoku
- HV shock given: po aplikaci šoku (proběhnutí case HV shock given) se opět rozsvítí kontrolka na předním panelu

#### 5.3.4.4 Ukládání dat

- Cesta pro uložení: na konci celého programu se v sekvenční struktuře ukládají všechna data průběžně vypsaná do protokolu. Ukládají se do zvoleného a předem vytvořeného textového dokumentu v PC.
- Cesta pro uložení EKG: data EKG jsou vytažena ze struktury case "Analysis data ECG". Ty jsou následně uložena stejným způsobem jako v případě protokolu. Je možné ukládat do nového textového souboru.

### 5.3.5 Implementace v LabVIEW

Aby program správně fungoval, muselo se udělat pár nezbytných opatření: pro vypnutí celé operace v případě chyby nebo jakékoli nesrovnalosti slouží globální proměnná STOP.

STOP je v každém subVI, při náhlé potřebě proces zastavit lze pomocí tlačítka STOP na čelním panelu.

Další globální slouží pro uložení dat do protokolu. Tato globální proměnná je použita v každém z hlavních subVI. To znamená, že při každém čtení nebo zápisu dat nebo popřípadě po každém čekání, základní inicializace nebo Flush Buffer se nám průběžně vypíše daný děj do protokolu. Např.:

```
Výukový defibrilátor BDM65
-> VISA init
Den,měsíc,rok hodina:minuta:sekunda
-> Wait 100 ms
-> Flush I/O Buffer   /// VISA: OK
-> Wait 100 ms
-> Wait 20 ms
TX: Stand by /// Packet: FC 00 07 05 AE 05 FD   /// VISA: OK
-> Wait for data 9 ms   /// VISA: OK
RX: Acknowledge /// Packet: FC 1C 02 00 00 35 BE FD   /// VISA: OK
-> Wait 5000 ms
```

Zde jde vidět, že proběhla základní inicializace, poté následuje čekání a Flush Buffer, další čekání a už námi zadaný příkaz Standby by s přesnou informací o tom, jak vypadají příchozí data, o tom jestli proběhla komunikace (VISA) v pořádku a jak dlouho jsme na data čekali. Dále je vidět odpověď DSP a to potvrzení (ACKNOWLEDGE) a opět paket, kontrola komunikace a délka čekání na data.

- **Defib\_read.vi:** Základem tohoto subVI. je Case structure, který slouží jako detektor globální proměnné STOP. Pokud je STOP zapnutý provádí se vše v TRUE. Pokud je STOP vypnutý provádí se operace ve FALSE case. V případě, že data přijdou, rozdělí se pomocí Unbundle by name na data jdoucí do Portu a do Protokolu. Poté data z portu přečteme pomocí VISA READ a rozdělíme podle počátečního FC a koncového FD znaku na jednotlivé segmenty paketu. Tak, že vyhledáme FC a vezmeme FC plus vše za ním (after substring), a poté vyhledáme FD a vezmeme FD plus všechno před ním (before substring). Než se data rozdělí, musí se ve smyčce FOR vyřešit problém, kdyby ve stringu přišli i znaky jako je FC nebo FD. To se řeší tak, že jsou předem domluveny znaky, které nahrazují znaky zakázané. Např. když přijde FEDE, víme, že jde o skrytý zakázaný znak FE. Dále také FEDD je původně FD a FEDC je FC.

Poté, co se přečetl celý paket za pomoci počátečního a koncového znaku, následuje rozdělení jednotlivých bajtů na CRC, payload, HEX command (příkaz) a číslo paketu, díky funkci string subset a různým přepočtům.

Na část Hex command navazuje subVI. HEX STRING TO CMD, které zajišťuje převod stringu z hexa do lidsky čitelné podoby např. 0x0715 se poté zobrazí jako Result of selftest. Další část kódu už slouží pouze k vypsání všech dat do protokolu.

- **Defib\_write.vi:** : Základem tohoto subVI je opět Case structure, který slouží jako detektor globální proměnné STOP. Pokud je STOP zapnutý provádí se vše v TRUE). Pokud je STOP vypnutý provádí se operace ve FALSE case.

Dále po převedení čísla paketu na string pomocí funkce type cast, vložení příkazu (command) do subVI. CMD TO HEX STRING, které funguje přesně naopak než v subVI READ

(tzn. převádí lidsky čitelné příkazy na string v hexadecimální soustavě), společně s payloadem se vytvoří za pomoci funkce concatenate string řetězec dat (package number, command,payload), ke kterému se připojí pomocí CRC knihovny CRC16 (CCITT), Polynomial 0x1021, Start value 0xFFFF, LSB first.

Celý tento string jde do cyklu FOR, kde se opět nahrazují zakázané znaky (počáteční FC, koncový FD a FE za znaky k nim náležící, aby nemohlo dojít k nesrovnalosti v zapisujících se bajtech).

Po této úpravě se připojí na začátek stringu FC a na konec FD a celý tento paket se pomocí funkce VISA WRITE odešle.

Další nepopsaná část kódu slouží pro výpis protokolu podobně jako v subVI defib\_read.vi

- **Defib\_init.vi:** Jde pouze o subVI pro základní inicializaci za použití funkce VISA Configure serial port, u které se nastaví parametry počáteční znak FD, COM port a přenosová rychlost. Z funkce VISA jde ERROR cluster sloužící k identifikaci komunikačních chyb v systému. A dále také Visa resource name (COM port), který se skládá dohromady s protokolem a tvoří základní referenci vedoucí ke každému dalšímu subVI společně se zmíněným ERROR clutsterem.
- **Defib\_wait.vi:** Základem tohoto subVI je také Case struktura, která slouží jako detektor globální proměnné STOP. Pokud je STOP zapnutý provádí se vše v TRUE (takže nic). Pokud je STOP vypnutý provádí se operace ve FALSE case.  
Ven z subVI je vyvedená nastavitelná hodnota pro zápis milisecond to wait, která se v cyklu FOR napojuje na funkci WAIT. Dále pokračují data přes funkci Number to Decimal string, a v podobě decimálního stringu se zapisují do protokolu.
- **Defib\_wait\_for\_data.vi:** VI Funguje tak, po rozdělení stringu na port a protokol vyvedeme port, ze kterého pravidelně čteme, kolik bajtů je ve vstupním bufferu ve while smyčce pomocí **Property node**. Hodnoty čekání se nastavují vstupními parametry tohoto subVI Může nastat situace, že po dobu, kdy čekáme, nám nepříjdou žádná data, a poté se nám vypíše „–timeout expired!!!“ do protokolu. Pokud přijde dostatečný počet dat, tak se smyčka ukončí a data se vypíší do protokolu společně s informačním hlášením VISA.

- **Nabíjecí cyklus WHILE:** Cyklus while funguje jako nekonečné čtení příchozích dat a podle toho, co přijde, následuje v Case stucture určitá část kódu jako odezva na příchozí data.
- **Ukládací sekvence:** Cyklus Flat sequence je použit, protože ukládáme data až na úplném konci. Až projede celý program a data jsou vypsána do protokolu, tak v tomto cyklu je uložíme do námi zvoleného a předem vytvořeného textového dokumentu. Ukládání probíhá za pomoci funkcí Create file (vytvoření souboru), Write to Text file (zapsání do souboru) a Close file (zavření souboru).

Tímto způsobem se ukládá i subVI Defib\_save\_protokol.vi: Tohle VI je realizováno tak, že se vezme konkrétní část stringu z napěťového a proudového protokolu a za pomoci funkce Math pattern a dvou funkcí String subset. Dále se zbylý string v smyčce For upraví podle požadavků datasheetu na konečnou číselnou hodnotu.

## 5.4 Popis uživatelského manuálu

K celému systému je zhotoven uživatelský manuál s podrobným návodem jak správně zprovoznit defibrilátor BDM65. Manuál je součástí bakalářské práce, viz. Seznam příloh 8.3.2.

Na začátku jsou uvedeny informace o základních částech HW.

V první části se nachází popis správného připojení defibrilátoru s kontrolou přiložených částí ve fázi první a samotného připojení k PC a zkoušeči Fluke ve fázi druhé. Poté je nutno zkontrolovat i SW a to v podobě aplikace umístěné na disku PC.

V druhé části je popis jak správně nastavit defibrilační zkoušeč Fluke i s obrázkem pro přehlednost.

V poslední části je podrobně popsáno bod po bodu jak aplikovat šok a také možnost uložení dat.

## 5.5 Popis laboratorní úlohy

Laboratorní úloha byla realizována v rámci bakalářské práce a je přiložena na CD, viz. Seznam příloh 8.3.1.

S pomocí laboratorní úlohy se studenti seznámí s přístrojem. K dispozici jim bude uživatelský manuál a skriptu ZEPIL. Dále budou mít studenti za úkol zdokumentovat a rozeznat jednotlivé části HW jako popsat vlastnosti kondenzátoru nebo na základě požadavků cvičícího popsat zvolené součásti např. DSP, ADUM, REGOM atd.

V praktické části laboratorní úlohy budou studenti měřit nabíjecí časy kondenzátoru při zvyšování intenzity výboje. Také hodnoty napětí a proudu, které později budou srovnávat s hodnotami v napěťovém a proudovém protokolu.

Součástí laboratorní úlohy bude také zhotovit záznam impulsu, který je součástí grafu kde se vykresluje EKG.

Jedním z posledních úkolů bude uložit celý komunikační protokol do textového souboru a poté z něj zjistit posloupnost příkazů odeslaných do DSP a jeho odpovědí. Dále vykreslit průběh EKG a popsat QRS komplex.

## 6 Závěr

V rámci bakalářské práce se podařilo zhotovit plně funkční výukový defibrilátor BDM65, který poslouží ke zkvalitnění výuky předmětu Zdravotnických elektrických přístrojů. Hardware je přizpůsobený pro práci ve výuce. Studenti mají možnost si prohlédnout fungující systém do nejmenších detailů. Sami si mohou výukový defibrilátor zapojit a vyzkoušet si všechny jeho funkce. Kromě hardwaru vznikla plně funkční aplikace ve vývojovém prostředí LabVIEW, s cílem demonstrovat použití defibrilátoru ve výuce. Tento celek bude využíván jako laboratorní úloha, může však posloužit i jako výuková pomůcka.

V uživatelském prostředí má student možnost navolit si ze tří módů, vybrat vhodnou energii pro výboj a zaznamenat jeho samotný průběh. Student má možnost uložit si celý komunikační protokol a následně se podívat, jak taková komunikace s defibrilátorem reálně vypadá. Také si může uložit veškeré naměřené EKG data a zkusit si průběh vykreslit sám, například pomocí Matlabu. Dále je názorná ukázka pro dobrou představu toho, jak rychle se kondenzátor nabíjí, s pomocí vyplňujícího se válce. Dobu nabíjení si studenti mohou naměřit pomocí zkoušeče Fluke, stejně jako hodnoty energie. Napěťové a proudové hodnoty mohou následně porovnat s hodnotami vypsány do komunikačního protokolu a stanovit základní odchylky.

Celá práce je vypracovaná se zaměřením na individuální poznatky každého studenta. Důležitá pro rozvoj představy o jednoduše softwarově řízeném přístroji.

Znalosti a dovednosti, které si studenti osvojí v navržené laboratorní úloze, přesahují rámec výukových osnov Zdravotnických elektrických přístrojů a mohou být uplatněny i mimo tento předmět. Jedná se především o praktické zkušenosti se zpracováním bio-signálů či základním povědomím o softwarové komunikaci.

U defibrilátoru lze najít prostor pro další vylepšení a rozvoj (hlavně z hlediska softwarového). Například je možné naprogramovat režim kardioverze, tím velmi rozšířit využití ve výuce nebo pro semestrální projekty.

## 7 Literatura

1. KORPAS, David. 2011. *Kardiostimulační technika*. 1. vyd. Praha: Mladá fronta, 206 s. ISBN 978-802-0424-921.
2. PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. 2013. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 411 s. ISBN 978-80-248-3107-7.
3. MEDUNA, Vladimír a Ctirad KOUDELKA. *Účinky elektrického proudu na lidský organismus*.  
[online]. 2006 [cit. 2012-11-01]. Dostupné z:  
[http://fei1.vsb.cz/kat420/vyuka/Bakalarske/prednasky/pred\\_ZEP/Ucinky%20el.%20proudu.Pdf](http://fei1.vsb.cz/kat420/vyuka/Bakalarske/prednasky/pred_ZEP/Ucinky%20el.%20proudu.Pdf)
4. FRANĚK, Ondřej. *Mimonemocniční náhlá zástava oběhu a neodkladná resuscitace dospělých v terénu*. [online]. 11. 4. 2011 [cit. 2012-10-23]. Dostupné z:  
[http://www.zachrannasluzba.cz/zajimavosti/2010\\_resuscitace.pdf](http://www.zachrannasluzba.cz/zajimavosti/2010_resuscitace.pdf)
5. SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. 2004. *Atlas fyziologie člověka*. 6. přeprac. a rozš. vyd. Praha: Grada, XII, 435 s. ISBN 80-247-0630-X.
6. MARCIÁN, Pavel, KLEMENTA, Bronislav a Olga KLEMENTOVÁ. *Elektrická kardioverze a defibrilace* [online]. 2011 [2011; 10(1)]. Dostupné z: <http://solen.cz/pdfs/kar/2011/01/05.pdf>
7. HANDL, Zdeněk. *Externí transtorakální defibrilace a kardiostimulace: teorie a praxe*. Vyd. 2., přeprac. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2011, 51 s. ISBN 978-80-7013-531-0.
8. RESUSCITATIONCENTRAL, *resuscitationcentral DEFIBRILLATION*[online]. 2010. Dostupné z: <http://www.resuscitationcentral.com/defibrillation/biphasic-waveform/>
9. CORSCIENCE, Cardiovascular inovacion. *Technical Integration Instruction BDM65*. Dostupné v příloze č. 1
10. WIKIPEDIA. LabVIEW. *Wikipedia, the free encyclopedia*. [Online] 24. březen 2014. [Citace: 31. březen 2014.] <http://en.wikipedia.org/wiki/LabVIEW>.
11. FTDI CHIP, Future Technology Devices International Ltd, *MM232R USB – Serial UART Development module Datasheet, No.:FT\_000214*. [2010-03-12]. Dostupné v příloze č. 2



## **8 Seznam příloh**

### **8.1 Adresář Materiály**

#### **8.1.1 Katalogový list BDM65**

#### **8.1.2 Katalogový list MM232R**

### **8.2 Adresář LabVIEW**

#### **8.2.1 Aplikace**

##### **8.2.1.1 Vyukovy\_defibrilator\_BDM65.exe**

##### **8.2.1.2 Vyukovy defibrilator BDM65 Folder**

#### **8.2.2 Program**

##### **8.2.2.1 Program Files**

- CRC library

##### **8.2.2.2 Users**

- Command\_to\_hex\_string
- CRC16\_CCITT\_LBS\_first
- Defib\_after\_init
- Defib\_command
- Defib\_flush\_buffer
- Defib\_flush\_waiting
- Defib\_charge
- Defib\_init
- Defib\_medical\_sett
- Defib\_read
- Defib\_ref
- Defib\_save\_protokol

- Defib\_selftest
- Defib\_standby
- Defib\_wait
- Defib\_wait\_for\_data
- Defib\_write
- Global\_Protokol
- Global\_STOP\_WAITING
- Hex\_string\_to\_command
- Vyukovy\_defibrilator\_BDM65

### **8.3 Adresář Laboratorní úloha**

8.3.1 Laboratorní úloha – Výukový defibrilátor BDM65

8.3.2 Uživatelský manuál – Výukový defibrilátor BDM65

8.3.3 Vypracovaný protokol laboratorní úlohy

8.3.4 Protokol komunikace